

⑫ 公開特許公報 (A)

昭55—116340

⑤ Int. Cl.³
A 61 B 6/00
// H 04 N 5/93

識別記号

庁内整理番号
7437—4C
7334—5C

⑬ 公開 昭和55年(1980)9月6日

発明の数 4
審査請求 未請求

(全14頁)

⑭ 放射線画像の階調処理方法および装置

南足柄市中沼210番地富士写真
フィルム株式会社内

⑯ 特 願 昭54—23092

⑰ 発 明 者 松本誠二

⑱ 出 願 昭54(1979)2月28日

南足柄市中沼210番地富士写真
フィルム株式会社内

⑲ 発 明 者 加藤久豊

⑳ 出 願 人 富士写真フィルム株式会社

南足柄市中沼210番地富士写真
フィルム株式会社内

南足柄市中沼210番地

㉑ 発 明 者 石田正光

㉒ 代 理 人 弁理士 柳田征史 外1名

明 細 書

1. 発明の名称

放射線画像の階調処理方法および装置

2. 特許請求の範囲

- 1) 放射線画像情報を記録した蓄積型螢光体材料を走査してこの螢光体材料の発光により前記画像情報を読み出し、この発光量とその発光量に対応したレベルの電気信号に変換した後、この電気信号を使用して記録材料に前記画像情報に応じた可視像を再生記録する放射線画像の再生記録方法において、

前記電気信号の最小レベル値に対応する画像情報が前記記録材料上に再生記録される再生像において前記記録材料のカブリ濃度からカブリ濃度より光学濃度で0.3高い濃度までの範囲の濃度で再生記録されるように、また前記電気信号の最大レベル値に対応する画像情報が前記再生像において光学濃度で1.5～2.8の範囲の濃度で再生記

録されるように、前記電気信号の最大、最小レベル値における信号処理を行ない、

前記最大、最小レベル値の間の領域においては、縦軸に記録材料上の再生像の光学濃度をとリ横軸に電気信号のレベルをとつたときの濃度曲線の勾配が常に正であるように、前記電気信号の最大、最小レベル値間の信号処理を行なう

ことを特徴とする放射線画像の階調処理方法。

- 2) 前記最大、最小レベル値の間の領域において、所定の信号レベルを中心として再生像の濃度を全体として下げることを特徴とする特許請求の範囲第1項記載の放射線画像の階調処理方法。

- 3) 前記所定の信号レベルにおける再生像の濃度の下げ幅を光学濃度で0～0.5としたことを特徴とする特許請求の範囲第2項記載の放射線画像の階調処理方法。

- 4) 前記下げ幅が0.1～0.45の範囲にある

ことを特徴とする特許請求の範囲第3項記載の放射線画像の階調処理方法。

- 5) 前記所定の信号レベルが、前記最大、最小レベル値間のレベル差の、対数目盛で10～70%だけ最小レベル値より高いことを特徴とする特許請求の範囲第2項から第4項のうちいずれか1項記載の放射線画像の階調処理方法。
- 6) 前記所定の信号レベルが、前記最大、最小レベル値間のレベル差の、対数目盛で20～60%だけ最小レベル値より高いことを特徴とする特許請求の範囲第5項記載の放射線画像の階調処理方法。
- 7) 放射線画像情報を記録した蓄積型螢光体材料を走査してこの螢光体材料の発光により前記画像情報を読み出し、この発光量をその発光量に対応したレベルの電気信号に変換した後、この電気信号を使用して記録材料に前記画像情報に応じた可視像を再生記録する放射線画像の再生記録方法におい

- 3 -

前記勾配の変化率が常に正または0であるように前記電気信号の信号処理を行なうことを特徴とする放射線画像の階調処理方法。

- 8) 前記勾配の変化率が、前記最大、最小レベル値の間の領域全体に亘つて、常に正または0であるように前記電気信号の信号処理を行なうことを特徴とする特許請求の範囲第7項記載の放射線画像の階調処理方法。
- 9) 前記所定の信号レベルにおける再生像の濃度の下げ幅を光学濃度で0～0.5としたことを特徴とする特許請求の範囲第7もしくは8項記載の放射線画像の階調処理方法。
- 10) 前記下げ幅が0.1～0.45の範囲にあることを特徴とする特許請求の範囲第7項から第9項のうちいずれか1項記載の放射線画像の階調処理方法。
- 11) 前記所定の信号レベルが、前記最大、最小レベル値間のレベル差の、対数目盛で10～70%だけ最小レベル値より高いことを特徴とする特許請求の範囲第7項から第10

- 5 -

て、

前記電気信号の最小レベル値に対応する画像情報が前記記録材料上に再生記録される再生像において前記記録材料のカブリ濃度からカブリ濃度より光学濃度で0.3高い濃度までの範囲の濃度で再生記録されるように、また前記電気信号の最大レベル値に対応する画像情報が前記再生像において光学濃度で1.5～2.8の範囲の濃度で再生記録されるように、前記電気信号の最大、最小レベル値における信号処理を行ない、

前記最大、最小レベル値の間の領域においては、縦軸に記録材料上の再生像の光学濃度をとリ横軸に電気信号のレベルをとつたときの濃度曲線の勾配が常に正であるように、また前記最大、最小レベル値の間の領域において、所定の信号レベルを中心として再生像の濃度を全体として下げるように、さらに少なくとも前記所定の信号レベルより再生像において濃度の低い範囲において、

- 4 -

項のうちいずれか1項記載の放射線画像の階調処理方法。

- 12) 前記所定の信号レベルが、前記最大、最小レベル値間のレベル差の、対数目盛で20～60%だけ最小レベル値より高いことを特徴とする特許請求の範囲第11項記載の放射線画像の階調処理方法。
- 13) 放射線画像情報を記録した蓄積型螢光体材料を走査してこの螢光体材料の発光により前記画像情報を読み出し、この発光量をその発光量に対応したレベルの電気信号に変換した後、この電気信号を使用して記録材料に前記画像情報に応じた可視像を再生記録する放射線画像の再生記録方法において、
前記電気信号の最小レベル値に対応する画像情報が前記記録材料上に再生記録される再生像において前記記録材料のカブリ濃度からカブリ濃度より光学濃度で0.3高い濃度までの範囲の濃度で再生記録されるように、また前記電気信号の最大レベル値に

- 6 -

対応する画像情報が前記再生像において光学減度で1.5～2.8の範囲の減度で再生記録されるように、前記電気信号の最大、最小レベル値における信号処理を行ない、

前記最大、最小レベル値の間の領域においては、縦軸に記録材料上の再生像の光学減度をとって横軸に電気信号のレベルをとったときの減度曲線の勾配が常に正であり、かつ勾配の変化率が常に正または0であるように、前記電気信号の最大、最小レベル値間の信号処理を行なう

ことを特徴とする放射線画像の階調処理方法。

- 14) 放射線画像情報を記録した蓄積型蛍光体材料を走査し、その蛍光体材料の発光量から前記画像情報を読み出してその発光量に対応したレベルの電気信号を出力する読出し手段、この読出し手段から出力された電気信号を信号処理する手段、この信号処理された信号によつて制御される変調器、お

- 7 -

放射線画像の階調処理装置。

- 15) 前記読出し手段が光電変換器と、この光電変換器の出力を増幅する増幅器とを有し、前記信号処理手段がこの増幅器の出力を対数変換するとともに非線型変換する手段を備えていることを特徴とする特許請求の範囲第14項記載の放射線画像の階調処理装置。
- 16) 前記信号変換手段が前記光電変換器のゲインを制御する手段であることを特徴とする特許請求の範囲第15項記載の放射線画像の階調処理装置。
- 17) 前記信号変換手段が前記光電変換器の出力を増幅する増幅器のゲインを制御する手段であることを特徴とする特許請求の範囲第15項記載の放射線画像の階調処理装置。
- 18) 前記記録手段がレーザ光走査型の記録装置であり、前記変調器が光変調器であることを特徴とする特許請求の範囲第14項記載の放射線画像の階調処理装置。

- 9 -

よびこの変調器によつて変調され、記録材料を走査してこの記録材料上に画像を記録する記録手段からなる、蓄積型蛍光体材料に記録された放射線画像情報の再生記録装置において、

前記信号処理手段が、前記発光量の最大値に対応する最大レベルの前記電気信号を、前記記録材料上に再生記録される再生像において光学減度で1.5～2.8の範囲の減度で前記記録手段が画像記録するようなレベルに変換し、また前記発光量の実質的最小値に対応する最小レベルの前記電気信号を前記再生像において前記記録材料のカブリ減度からカブリ減度より光学減度で0.3だけ高い減度までの範囲の減度で前記記録手段が画像記録するようなレベルに変換し、かつこれらの最大、最小レベル値間のレベルの電気信号をレベルの増加に応じて再生像の減度が単調増加するように変換する信号変換手段を含んでいることを特徴とする

- 8 -

- 19) 前記信号変換手段が、前記蓄積型蛍光体に放射線画像を記録する際に該蛍光体から発する瞬時発光の発光量を検出し、この発光量の実質的最大値と最小値を検出する手段を備えていることを特徴とする特許請求の範囲第14項記載の放射線画像の階調処理装置。

- 20) 前記信号変換手段が、前記蓄積型蛍光体に放射線画像を記録する際に該蛍光体の背後に配置されたモニター用の透光シートが発光する発光量を検出し、この発光量の実質的最大値と最小値を検出する手段を備えていることを特徴とする特許請求の範囲第14項記載の放射線画像の階調処理装置。

- 21) 前記信号変換手段が、前記読出し手段が出力する電気信号の実質的最大値と最小値を検出する手段を備えていることを特徴とする特許請求の範囲第14項記載の放射線画像の階調処理装置。

- 10 -

3. 発明の詳細な説明

本発明は放射線画像の階調処理方法およびそのための装置、さらに詳しくは蓄積型蛍光体に記録した放射線画像を読み出して可視像に再生記録する際、その可視再生像が目的に応じて見やすい画像に再生されるように階調処理を施す方法およびそのための装置に関するものである。本発明のこの方法および装置は、特に医療用診断に用いるX線写真の診断性能を向上させるのに有効である。

蓄積型蛍光体（以下単に「蛍光体」という）を用いて、これに放射線画像を記録し、この放射線画像を読み出し、これを写真フィルム等の記録材料に可視像として再生記録する放射線写真システムが開発された。このシステムは本出願人が特願昭53-84741号に提案したもので、被写体を透過した放射線を蛍光体に吸収せしめ、その後この蛍光体がある種のエネルギーで励起してこの蛍光体が蓄積している放射線エネルギーを蛍光として放射せし

め、この蛍光を検出して画像化するものである。

この蛍光体を用いる放射線写真システムは、従来の銀塩写真による放射線写真システムと比較して極めて広い放射線感出域に亘つて画像を記録することができるという利点があり、これは実用上非常に価値の高いものである。すなわち、この蛍光体では放射線感光量に対して蓄積後に励起によつて発光する発光量が極めて広い範囲に亘つて比例するため、この発光量を光電変換手段によつて電気信号に変換し、この電気信号を使用して写真フィルム等の記録材料に可視像を再生記録すればいかなる露光量で撮影しても適正な濃度の画像が得られる。なお、この再生記録時には広い範囲に亘つて得られた電気信号のレベルを光学濃度で識別可能な範囲に変換するよう信号処理の際の増巾率を調整して適正な画像が得られるようにする。

実用上は、これに使用する電気信号系のダ

- 11 -

イナミックレンジによつて放射線感光量の範囲が制限される。実験では約3けたの範囲に亘つて露光量を変化させても、すなわち放射線の露光量を1:1000に変化させても適正な濃度の写真を得ることができた。

このように上記のような蛍光体を使用する放射線写真システムでは露光量を大幅に変化させても最終的に適正濃度の画像が得られるから、実用上数々の利点がある。例えば撮影時の露光に撮影シヨット間でムラがあつた場合、あるいは露光ミスがあつた場合、これを最終的には同一レベルの濃度に仕上げることで、全くな問題がなく、露光条件における失敗を実質的になくすることができる。また、被写体によつては露光量を大きくしなければならぬもの、あるいは露光量を小さくしなければならぬもの等、従来の放射線写真システムでは出来上がる画像の濃度が見やすい濃度に仕上がるように露光量を調整しなければならぬ場合があつたが、このシス

- 13 -

- 12 -

テムでは同一条件で撮影しておいても後の再生時に適宜見やすい濃度に再生することができるから露光条件の設定に注意を払う必要はない。さらに、従来のシステムでは感度の異なるスクリーンに対しては感度の異なるフィルムを個別に用いる必要があつたが、このシステムでは一種のフィルムを使つて種々のスクリーン、種々の撮影条件に対処することができるから多種のフィルムを用意する必要はない。

要するに、上記のような蛍光体を使用する放射線写真システムでは、極めて広い範囲に亘る露光量を画像情報として一旦蛍光体に蓄積し、最終的な可視像を記録材料上に再生記録する際にはその画像情報を電気信号に変換して記録するから、その電気信号のレベルを適宜調整することによつて最終的に得られる再生像の濃度を常に目的に合った見やすい濃度範囲に仕上げることもできるのである。

しかしながら、この放射線写真システムを

- 14 -

実用化するためには上記のような信号処理を定量的に標準化しなければならない。そして、これは実用上いかなる放射線画像に対しても好ましい信号処理を施すものであるよう、種々の放射線画像について多数の実験を繰返して決められなければならない。

本発明は上記のような背景のもとに、蛍光体を使用する放射線写真システムにおいて種々の放射線写真画像に対して適正な濃度の最終的再生像を得ることができるような信号処理すなわち階調処理を施す方法および装置を提供することを目的とするものである。

すなわち、本発明の第一の目的は蛍光体を使用する放射線写真システムにおいて、実用上殆どあらゆる種類の放射線画像に対して常に適正な濃度の再生像を記録材料上に得ることができるような電気信号の処理方法すなわち階調処理方法を提供することにある。

本発明の第二の目的は上記方法を実施するのに適した装置、すなわち種々の放射線画像

に対して常に適正な濃度の再生像を記録材料上に記録する一般性を持つたシステムを実現するための階調処理装置を提供することにある。

さらに本発明は、上記のような方法において、特に医用X線写真における診断性能を向上させる階調処理方法を提供することを目的とするものである。

本発明の階調処理方法は、上記のような蛍光体を使用する放射線画像システムにおいて、電気信号の最小レベル値に対応する画像情報が再生像において記録材料のカブリ濃度からカブリ濃度+0.3（光学濃度）の範囲に再生され、最大レベル値に対応する画像情報が再生像において1.5～2.8（光学濃度）の範囲に再生されるように電気信号の増大、最小レベル値における信号処理を行ない、この間のレベルにおいては再生像の濃度が電気信号のレベル増加にしたがつて常に正の勾配で増加するように信号処理を行なうことを特徴とす

- 15 -

るものである。

また、本発明の方法はその好ましい一つの実施例においては、さらに前記最大、最小レベル値間において所定のレベルを中心として再生像の濃度を全体として下げることを特徴とするものである。この方法は、その所定のレベルにおいて光学濃度で0.5以下の最大下げ幅をもつて濃度を下げ、この所定のレベルを中心としてこのレベルより上下に離れるにしたがつて下げ幅を次第に小さくしていくようにしたものである。

また、さらに本発明の方法は、好ましい別の実施例において、前記勾配の変化率を少なくとも上記所定のレベルより低いレベルの範囲、すなわち再生像における濃度範囲で前記所定のレベルに対応する濃度より低い濃度の範囲において、常に正または0とするような信号処理を行なうことを特徴とするものである。

本発明の装置は、上記方法を実施するため

- 17 -

の信号処理手段を備えたものであつて、特に蛍光体の発光量の最大値と最小値に対応するレベルの電気信号を前記2つのレベルに変換するとともにこの間のレベルの信号を単調増加函数で変換する信号変換手段を備えたことを特徴とするものである。

なお、上記方法、装置における電気信号あるいは蛍光体の発光量の最大、最小とは、単に蛍光体に露光された画像情報の中での文字通りの最大と最小を意味するものではなく、放射線画像として最終的に再生したい画像部分の最大、最小を意味するものである。すなわち、実際の蛍光体には画像情報として最終的に再生したい被写体の画像以外のものあるいは部分の情報も含まれており、これは本来再生して観察したい被写体の画像とは関係のない部分であるから、これは上記信号処理の目的とする対象画像の最大、最小の範囲から除外して処理する方が望ましい訳であり、本発明で最大、最小と称するのはいずれもこの

- 18 -

対象画像の中での最大、最小すなわち実質的な最大、最小を意味するものである。例えば胸部X線写真で人体の外の背景、あるいは肺野部の外の部分がこの場合の除外すべき部分に該当する。

上記最大、最小のとり方としては種々の方法が考えられるが、例えば特願昭53-122882号に本出願人が提案したような蛍光体の瞬時発光光を利用する方法、再生のために発光値を読み出す際の読み出された信号を利用する方法、撮影時に蛍光体への照射放射線量あるいは蛍光体からの透過放射線量を2次元検出器でモニターして蛍光体の発光量を推測する方法、撮影時に蛍光体の背後にモニター用の蛍光シートを配して放射線によつてこのモニター用の蛍光シートを発光させ、この発光を2次元検出器でモニターして蛍光体の発光量を推測する方法等を採用することが考えられる。これらの方法については後に詳述する。

上記のようにして具体的に信号中から最大、

- 19 -

はヒストグラムに3つの山が表われ、この中で一番信号レベルの高い側の山が最も頻度も大きい、この山が肺野部を示すもので、この山の信号レベルの高い側の裾すなわち頻度が0または最大頻度の5%になるところを最大値とすればよい。一番信号レベルの低い側に高さの低い山が表われるが、これが背骨を示すもので、この山の信号レベルの低い側の裾を最小値とするとよい。

また、もう一つの方法として、蛍光体からの発光を走査によつて読み取る際、画像の中央(あるいは画像の種類によつて適宜選択された場所)を走査したときの信号レベルの変化から対象画像部分およびその最大最小を知ることにもできる。例えば乳房X線写真を蛍光体に蓄積した画像情報から再生する際、画面の中央を走査すると、信号は非被写体部分、表皮、脂肪組織、乳腺組織の順でその再生像における濃度に対応する発光量のレベルを表わす。このとき、非被写体部分(すなわち対

- 21 -

最小レベルの信号を取り出す際には、前述のように単に信号そのものの最大、最小レベルを取り出すのではなく、所望の対象画像部分の中での最大、最小レベルを取り出さなくてはならない。これには例えばヒストグラムを利用する方法等が採用される。すなわち、得られた信号レベルをメモリーに入れ、このメモリー中のデータを演算装置で計算してヒストグラムを作成する。これは横軸に信号レベルを、縦軸に頻度をとつたグラフにしたときにいくつかの山状の信号の頻度分布を示すグラフ、すなわちヒストグラムであつて、このヒストグラムの頻度が上下端で0に落ち込む点あるいは最大頻度の5%程度に落ち込む点が求める最大、最小レベルであるとしてとることができる。このヒストグラムを使用する場合は、経験的に放射線画像の種類に応じて表われるヒストグラム上のパターンから、所望の最大、最小レベルの位置を求めることもできる。すなわち、例えば胸部X線写真において

- 20 -

象外の最も発光量の大きい部分)から表皮に変わつたところでレベルは大きく変化する。表皮は対象画像の中では最も再生像における濃度が高いところであるから、このレベル変化直後のレベルを最大値として採用することができる。また、乳腺組織は最も濃度が低いところであるから、表皮、脂肪組織、乳腺組織と順にレベルが低下して、低下しきつたところを最小値として採用することができる。あるいは、この最小値が出てくる近辺のレベルをメモリーで記憶して、その中の最小値を採用することにもできる。

このようにして求めた最大レベル値と最小レベル値の信号を、再生像でそれぞれ1.5~2.8、カブリ濃度~カブリ濃度+0.3の濃度に再生記録されるような信号に変換する。

1.5~2.8は実用的に読影しやすい光学濃度の最大値で、これは望ましくは1.8~2.6の範囲とするのがよい。カブリ濃度~カブリ濃度+0.3は実用的に読影できる最小値であり、

- 228 -

- 22 -

これは望ましくはカブリ濃度～カブリ濃度＋0.2の範囲とするのがよい。

最大値と最小値の間の信号のレベル変換は、単純に両極値を直線で結ぶ（縦軸に光学濃度を、横軸に発光量すなわち信号レベルの対数値を表わした座標系で直線となるような）変換でよいが、さらに好ましくはその間で濃度を所定のレベルを中心にして多少下げた方がよい結果が得られる。これは特に医療用X線写真の場合に診断性能を上げるのに効果がある。この点については後に図をもつて詳述する。

また、最大、最小レベル値間では r すなわち縦軸に再生像の光学濃度(D)を、横軸に信号レベルの対数(logS)をとつたときの曲線の勾配が常に正であることが正常なコントラストを再生するために必要であるが、さらにこの勾配(r)の変化率が再生像において少なくとも前記所定のレベルに対応する濃度より低い濃度の範囲において正または0であるように信

— 23 —

700 nm の波長域以外の光をカットするフィルターとを組合せて使用することにより得ることができる。

上記波長域の光を放出することができる励起光源としてはKrレーザ、各種の発光ダイオード、He—Neレーザ、ローダミンBダイレーザ等がある。またタングステンヨートランプは、波長域が近紫外、可視から赤外まで及ぶため、600～700 nm の波長域の光を透過するフィルターと組み合わせれば使用することができる。

励起エネルギーと発光エネルギーの比は $10^4:1 \sim 10^5:1$ 程度であることが普通であるため、光検出器に励起光が入ると、S/N比が極度に低下する。発光を短波長側にとり、励起光を長波長側にとつてできるだけ両者を離し、光検出器に励起光が入らないようにすると、上述のS/N比の低下を防止することができる。

このためには、発光光が300～500 nm

— 25 —

号処理すると良好な結果が得られる。この所定レベルより高いすなわちこの所定レベルに対応する濃度より高い濃度範囲においては r が正でありさえすれば r の変化率は多少負になつても濃度が高いため問題はない。

本発明において螢光体とは、最初の光もしくは高エネルギー放射線が照射された後に、光的、熱的、機械的、化学的または電気的等の刺激（励起）により、最初の光もしくは高エネルギー放射線の照射量に対応した光を再発光せしめる、いわゆる輝返性を示す螢光体をいう。ここで光とは電磁放射線のうち可視光、紫外光、赤外光を含み、高エネルギー放射線とはX線、ガンマ線、ベータ線、アルファ線、中性子線等を含む。

励起は600～700 nm の波長域の光によつて行なうことが望ましく、この波長域の励起光は、この波長域の光を放出する励起光源を選択することにより、あるいは上記波長域にピークを有する励起光源と、600～

— 24 —

の波長域にある螢光体を使用することが望ましい。

上記300～500 nm の波長域の光を発光する螢光体としては、

LaOBr : Ce, Tb

SrS : Ce, Sm

SrS : Ce, Bi

BaO·SiO₂ : Ce

BaO·6Al₂O₃ : Eu

(0.9Zn, 0.1cd)S : Ag

BaFBr : Eu

BaFCℓ : Eu

等がある。

以下、図面によつて本発明の方法による階調処理をさらに詳細に説明する。

第1図は螢光体の発光量から得た画像情報を表わす電気信号のレベル(S)と、最終的に再生像に表われる光学濃度(D)との関係を表わすグラフを示すもので、これによつて信号変換の関数全体を表わす。信号のレベル(S)は対数目盛で表わしてある。電気信号の前記最大レ

— 26 —

レベル値を S_{max} 、最小レベル値を S_{min} で表わし、前記 1.5 ~ 2.8、望ましくは 1.8 ~ 2.6 の最大濃度値を D_{max} 、カブリ濃度 ~ カブリ濃度 + 0.3 望ましくはカブリ濃度 ~ カブリ濃度 + 0.2 の最小濃度値を D_{min} で表わす。本発明の方法は、第 1 図の曲線 A で示すように S_{max} を、 D_{max} に、 S_{min} を D_{min} に対応させ、その間の変換を信号レベルの対数値と濃度とが比例するように、一方を対数とした後の線型変換としたことを基本的特徴とするものである。

実用上は、特に医療用 X 線写真の場合にはさらに折線 B1, B2 で示すように S_{max} と S_{min} の間の所定レベル値 S_a を中心として全体の濃度を ΔD だけ低下させるのが望ましい。この下げ幅 ΔD は中心となる前記所定レベル S_a において最大下げ幅 ΔD_{max} を示し、この上下においてはこの所定レベル S_a から離れるにしたがつて下げ幅 ΔD が小さくなるようにする。これによつて濃度の低い方の画像部分の

- 27 -

ントラストがなくなつて診断することができなくなる。濃度の大小が逆転して診断することができなくなる。また、 p が 0.7 より大きいと、このレベル値 S_a が最大レベル値 S_{max} に近づきすぎて、大部分の信号領域において勾配 r が低下し、 D_{max} を単純に下げた場合の階調に近くなつてこの放射線写真システムの特徴による効果が減少してしまう。この所定レベル S_a に、平均発光量 \bar{S} や最大頻度発光量 (S_p) 等を選ぶのもよい。あるいは S_{max} と S_{min} の単純平均点すなわち $\frac{S_{max} + S_{min}}{2}$ を選んでもよい。

なお、本発明の階調処理においては、第 1 図のグラフにおける曲線の勾配 r は常に正でなければならぬし、また、その勾配の変化率 $\frac{\partial r}{\partial S}$ は常に正または 0 でなければならない。前者の条件はコントラストが逆転しないための条件であり、後者の条件は特に最終的に得られる再生像が見やすい、特に医療用 X 線写真の場合には診断性能が向上するための条件

- 29 -

コントラスト (勾配 r) を折線部分 B1 のように下げ、濃度の高い方の画像部分のコントラストを折線部分 B2 のように上げて診断性能を向上させることができる。この下げ幅は、最大下げ幅 ΔD_{max} が 0 から 0.5 となるようにする。 ΔD_{max} が 0 の場合とは曲線 A の場合を示し、 ΔD_{max} が正の場合に曲線 B の場合を示す。この最大下げ幅 ΔD_{max} は望ましくは 0.1 ~ 0.45 である。なお実用上は折線 B1, B2 でなく、曲線 B のようになめらかな曲線としないと折れ目で濃度の「とび」が出るので好ましくない。

また、上記下げ幅 ΔD を最大とする所定のレベル値 S_a は、 S_{min} からの高さ p 、すなわち $p = \frac{\log S_a - \log S_{min}}{\log S_{max} - \log S_{min}}$ が 0.1 から 0.7 であることが、診断性能をよくするためには必要である。

この高さ p が 0.1 より小さいと、最大下げ幅の信号レベル値 S_a が最小レベル値 S_{min} に近づきすぎて、勾配 r が 0 に近づきすぎてコ

- 28 -

である。すなわち、変化率が 0 の場合は単に曲線 A を示すものであるが、変化率が正の場合は曲線 B のように濃度が高い方程コントラストが高くなることを意味するもので、医療用 X 線写真の場合には診断性能を向上させるものである。また、変化率は一部正で一部 0 でもよいのは勿論である。

最大、最小のレベル値 S_{max}, S_{min} よりさらに大きい、あるいは小さい信号 (前述の非被写体画像部分に対応する) に対しては、両極値間の曲線になめらかに連結する曲線状に変換するのがよい。 D_{max}, D_{min} よりさらに大きく、あるいは小さくする場合、これを大きく濃度の両極値間外へ広げることは通常記録材料の特性上不可能であるので、第 1 図に曲線 A の場合について示す破線 C, D のように D_{max}, D_{min} の外でなめらかに飽和させる形に変換するのが好ましい。

上記各種数値限定の根拠を、以下さらに詳細に実験データを使用して説明する。

- 230 -

- 30 -

本発明の方法による効果は、再生像の「見やすさ」として表われるが、これは通常の写真技術で問題となるシャープネス（鮮鋭度）、粒状性、コントラスト等の測定可能な要因では表現できないものであり、その写真を利用する人の主観的評価としてのみ表われるものである。したがって、これを統計的な客観的数値として表わすために、数々の症例についての放射線写真を、本発明の階調処理を施したものと施さないものの両方に亘つて多数用意し、これを6人の放射線読影の専門家（放射線医）に観察、評価を依頼し、その主観的評価を統計的に処理して診断性能を評価した。評価の基準は次のとおりである。

- + 2 : 従来のX線写真フィルム方式に比べて診断性能が大幅に向上した。
- + 1 : 従来のX線写真フィルム方式に比べて診断性能が向上した。
- 0 : 従来のX線写真フィルム方式に比べて診断性能は、殆ど変わらな

- 31 -

す。

第2図は縦軸に前記評価値の平均値、横軸に前記最大下げ幅 ΔD_{max} （このときのレベル値 S_a は、前記高さ $p = 0.35$ の位置にとつた）を表わして両者の関係を示すものである。第2図から明らかなように、評価値は ΔD_{max} が0～0.5の間において+1以上となり、この範囲を越えると上下とも急激に評価値が下がる。0.1～0.45の範囲では+1.5以上の評価値を示している。

第3図は縦軸に評価値の平均値、横軸に前記所定レベル S_a の最小値 S_{min} からの高さ p （ S_{max} と S_{min} の差に対する割合、%で示した）を表わして両者の関係を示すものである。第3図から明らかなように、評価値は p が10～70%の間において+1以上となり、この範囲を越えると上下とも急激に評価値が下がる。また、 p が20～60%の間においては+1.5以上となり、この範囲では特に評価値が高い。なお、第3図のデータを作成し

- 33 -

かつた。

- 1 : 従来のX線写真フィルム方式に比べて診断性能が低下した。
- 2 : 従来のX線写真フィルム方式に比べて診断性能が大幅に低下した。

この基準のもとに、下記の症例計20例の放射線写真を使用して診断性能を評価した。

胸部単純撮影	6例
正常なもの、ガン陰影や (肺炎陰影を含むもの等)	
胸部断層撮影	2例
腹部単純撮影	2例
腹部臓器造影撮影	4例
尿管(血管、リンパ管)造影撮影	3例
マーゲン	3例

さらに、これらと比較するために従来のX線写真（フィルム・スクリーン系を使用するもの）を同時に撮影して診断性能の評価を依頼した。

上記評価の結果を第2図および第3図に示

- 32 -

たときの ΔD_{max} は0.3とした。

次に、本発明の方法および装置の実施例を図面によつて詳細に説明する。

第4図はX線を螢光体に照射したときに螢光体から瞬間的に発光される瞬時発光光の光量 V を検出し、この光量 V が螢光体の読取り時の発光量 S に比例することから、この光量 V の最大値 V_{max} と最小値 V_{min} を S_{max} 、 S_{min} の推定値もしくは代用値として利用する実施例を示すものである。

第4図は本発明を利用した放射線写真システムの撮影部1、階調処理用情報入力部2、読取部3、再生記録部4の全部を示すものである。撮影部1では、X線源10から被写体11に向けて照射されたX線を螢光体シート12で受け、この螢光体シート12に被写体11のX線画像が記録される。このとき、螢光体シート12は瞬間的に発光する。この螢光体シート12の背面に、階調処理用情報入力部2の光検出器20が配され、この瞬時発

- 34 -

光を受光してその発光量 V に応じたレベルの電気信号を出力する。この光検出器 20 としては、例えば 30° 角のシートに対して $6 \times 6 = 36$ 個のフォトダイオードをマトリックス状に配列したものを使用する。この光検出器 20 の各々の出力をそれぞれ積分アンプ 21 で積分し、ホールド回路 22 で各出力 V_1, \dots, V_n をホールドした後、マルチプレクサ 23 に入力してスイッチングを行なう。このスイッチング後の出力をピークホールド回路等の最大最小弁別回路 24 に入力し、最大値 V_{\max} と最小値 V_{\min} を弁別し、それぞれを出力する。最小値 V_{\min} はゲイン設定用に読取り部 3 の光電子増倍管 32 の高圧電源 25 に入力され、高圧電源の電圧をサーボモータ等によつて変えるために使用される。あるいは光電子増倍管 32 のグリーダ抵抗値を変えて光電増倍管 32 のゲインを制御してもよい。最大値 V_{\max} は最小値 V_{\min} とともにガンマ設定用の除算回路 26 に入力され、

- 35 -

読取り用のレーザ光源 30、記録用のレーザ光源 40 としては、例えばヘリウム・ネオンレーザを使用することができる。

読取り部 3 での発光シート 12 および記録部 4 での感光材料 43 は走査方向と直角の矢印方向に走査と同期して移動される。

上記実施例では読取り部 3 における読取りと同時に記録部 4 で記録しているが、これは読み取った信号を一旦テープ等に記憶させ、これを記録時に記録部 4 に入力するようにすることもできる。また、記録部 4 での記録方式はレーザ光源による直接的な記録方式でなくともよく、例えば読取り部 3 で得られた最終的な信号を CRT に表示して、CRT 上の画像を写真撮影することも可能である。また、勿論感光材料を使つたレーザ光による記録でなくとも、感熱材料を使つた熱線による記録等種々の公知の記録方式を採用することもできる。

上記実施例において、 V_{\max}, V_{\min} を得るの

- 37 -

V_{\max} / V_{\min} の比 (最大最小比 $\Delta V = r$) が出力される。この出力 ΔV は読取り部 3 の r 変換回路 35 のアンプのゲインをサーボモータで変えるために使用される。

読取り部 3 では、被写体 11 の X 線画像を蓄積した蛍光体シート 12 をレーザ光源 30 からのレーザ光 30a で走査ミラー 31 を介して走査し、それによつて発光した光 12a を光電子増倍管 32 で読み取り、光電変換するこの光電子増倍管 32 の出力はアンプ 33 で増幅され、対数変換回路 34 によつて対数変換され、 r 変換回路 35 によつて勾配を変換され、第 1 図の直線 A を得る。これは次いで非線型変換回路 36 によつて第 1 図の曲線 B のように非線型処理を受け、記録部 4 の光変調器 41 に入力される。

記録部 4 では、記録用のレーザ光源 40 からのレーザ光 40a を光変調器 41 で変調して走査ミラー 42 によつて写真フィルム等の感光材料 43 に走査し記録する。

- 36 -

にピークホールド回路等の最大最小弁別回路 24 を用いたが、この代わりに、マルチプレクサ 23 でスイッチングしながら V_1, \dots, V_n を A-D 変換し、これをデジタルメモリーに記録し、これからデジタル回路を用いて V_{\max}, V_{\min} を計算するようにしてもよい。

この計算の方式としては $V_1 \sim V_n$ を直接比較して最大、最小を求める計算の他に、分散 σ すなわち

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (\bar{V} - V_i)^2}{n-1}}$$

(ここで n は光検出器の数、 \bar{V} は V_i の平均値) を計算し、

$$\begin{cases} V_{\max} = \bar{V} + 2\sigma \\ V_{\min} = \bar{V} - 2\sigma \end{cases}$$

とする計算も可能である。

また、上記実施例において、光電子増倍管 32 のゲイン設定、あるいは r 設定を、ゲインや r の異なるチャネルを切り替える方式とすることもできる。このときは、 V_{\max}, V_{\min}

- 38 -

の値がアナログの場合はアナログ・スイッチによつて、デジタルの場合はデジタル・スイッチによつてチャンネルを切り替えるようにする。また、ゲインの設定は光電子増倍管32の高圧電源の電圧を変えることによつて光電子増倍管32のゲインを直接変えるようにしているが、この代わりに光電子増倍管32の出力を増幅するアンプ33のゲインを変えるようにしてもよい。しかしこの場合はアンプ33のノイズまで高ゲインで増幅されることになるから、ゲイン設定は増倍管32のゲインを変える前者の方法の方が好ましい。

第5図は別の実施例を示すもので、X線源50によつて照射される被写体51を透過したX線51aを、螢光体シート52で受けてこれに被写体51のX線画像情報を蓄積するとともに、螢光体シート52の背後に別のモニター用の螢光シート53を配し、このモニター用の螢光シート53の背後にこのモニター用螢光シート53から発光された光を受け

- 39 -

ある。光電子増倍管63の出力を増幅用アンプ64によつて増幅し、これに対数変換回路65によつて対数変換した後A-D変換回路66によつてデジタル量に変換する。デジタル量に変換された画像情報は全て磁気ディスク等のメモリー67に一旦記憶される一方、最大最小弁別デジタル回路68に入力されてSmaxとSminが計算によつて求められる。このSmaxとSminは別のメモリー69に記憶される。

次にメモリー67からの全画像情報とメモリー69からのSmaxとSminがデジタル演算回路70に入力されSminをDminに、SmaxをDmaxに変換し、その間のレベルの信号を前述の所望の変換関数にしたがつて変換する。このデジタル演算回路70の出力をD-A変換回路71によつて濃度を表わすアナログ信号Dに変換し、このアナログ信号Dによつて光変調器72が変調される。光変調器72の出力によつて記録用光源73が変調

- 41 -

る光検出器54を配している。モニター用の螢光体シート53としては、例えばZn(Cd)S:Ag板が使用され、光検出器としては例えば $5 \times 5 = 25$ 個のピン・フォトダイオードのマトリックスを使用することができる。前述のように、このモニター用の螢光シート53から発光される発光量は螢光体シート52の読取り時の発光量と比例すると考えられるから、この光検出器54の出力を前記実施例の光検出器20の出力と同等に扱うことにより、前記実施例と同じような階調処理を行なうことができる。

第6図は本発明のさらに異なる実施例を示すものである。この実施例では撮影機の螢光体シート62上に走査ミラー61によつてレーザー光源60からのレーザー光を走査させて螢光体シート62を発光させ、この発光量を光電子増倍管63で受光して記録されている画像情報を読み取る際、この読み取った情報から直接Smax, Sminを決めるようにしたもので

- 40 -

され、変調された光を集光レンズ74によつて写真フィルム等の感光材料75上に集光し、感光材料75を2次元に移動してこの上に画像を再生記録する。前記螢光体シート62はレーザー光で走査されながら走査方向と直角な方向へ移動され、この感光材料75は光軸の静止した光に露光されながら2次元に走査される。勿論、D-A変換回路71の出力を第1の実施例のようなレーザー走査型記録装置の光変調器に入力してもよい。

本発明は以上詳細に説明したように、螢光体に記録された放射線画像情報を読み出して記録材料上に再生記録する際、画像信号の最大値と最小値をそれぞれ記録材料上の光学濃度1.5~2.8およびカブリ濃度~カブリ濃度+0.3の範囲の濃度に再生するような信号レベルに変換し、この間の濃度-信号レベル曲線の勾配が常に正であるように信号処理をするものであるから、結果として見やすい、特に医療用X線写真においては診断性の高い

- 42 -

再生像を得ることができる。

4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明の方法による階調処理を行なった信号の濃度-信号レベル曲線を示すグラフ、

第2図は階調処理における濃度の最大下げ幅の好ましい範囲を示す、診断性能の評価値と最大下げ幅との関係を表わすグラフ、

第3図は上記最大下げ幅を与える信号レベルの S_{min} からの高さの好ましい範囲を示す、診断性能の評価値とこの高さ p との関係を表わすグラフ、

第4図は本発明の第1の実施例を示す系統図、

第5図は別の実施例の一部を示す概略図、

第6図はさらに異なる実施例を示す系統図である。

- 1 … 撮影部 2 … 階調処理情報入力部
3 … 読取り部 4 … 記録部 10 … X線源
11 … 被写体 12,62 … 螢光体シート 20 … 光検出器

- 21 … 板分アンプ 22 … ホールド回路
23 … マルチプレクサ 24 … 最大最小弁別回路
25 … 高圧電源 30,60 … 読取り用レーザ光源
31,61 … 走査ミラー 32,63 … 光電子増倍管
33,64 … アンプ 34,65 … 対数変換回路
35 … r 変換回路 36 … 非線型変換回路
40 … 記録用レーザ光源 41,72 … 光変調器
42 … 走査ミラー 43,75 … 感光材料
67,69 … メモリー 68 … 最大最小弁別デジタル回路
70 … デジタル演算回路 71 … D-A変換回路
73 … 記録用光源 74 … 集光レンズ

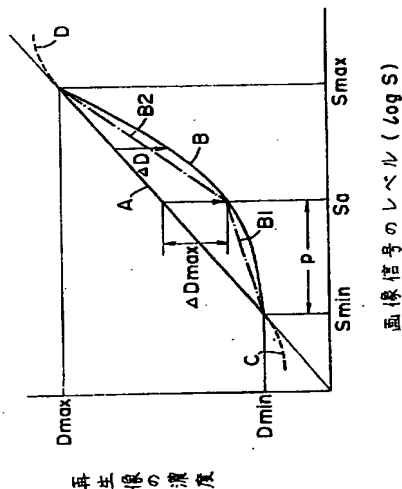
特許出願人 富士写真フイルム株式会社
大日本塗料株式会社

代理人弁理士 柳 田 征 史
外 1 名

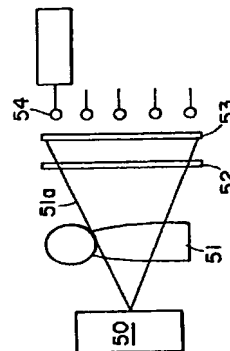
- 43 -

- 44 -

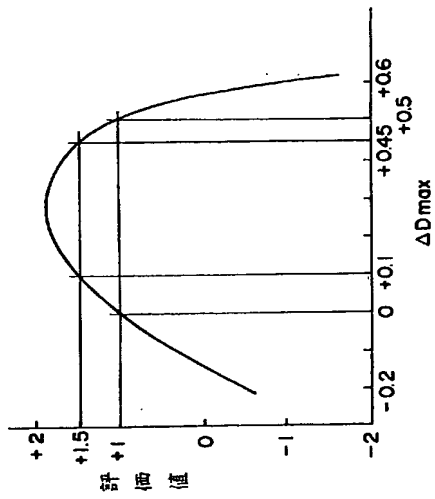
第 1 図



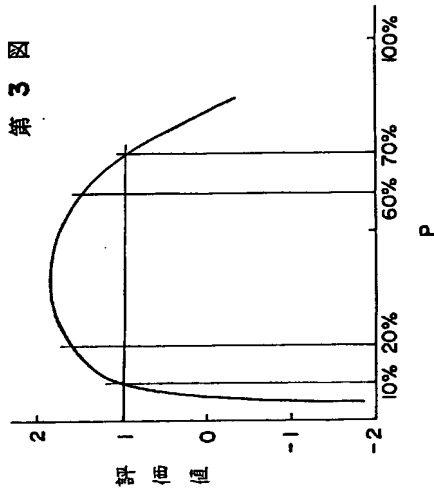
第 5 図



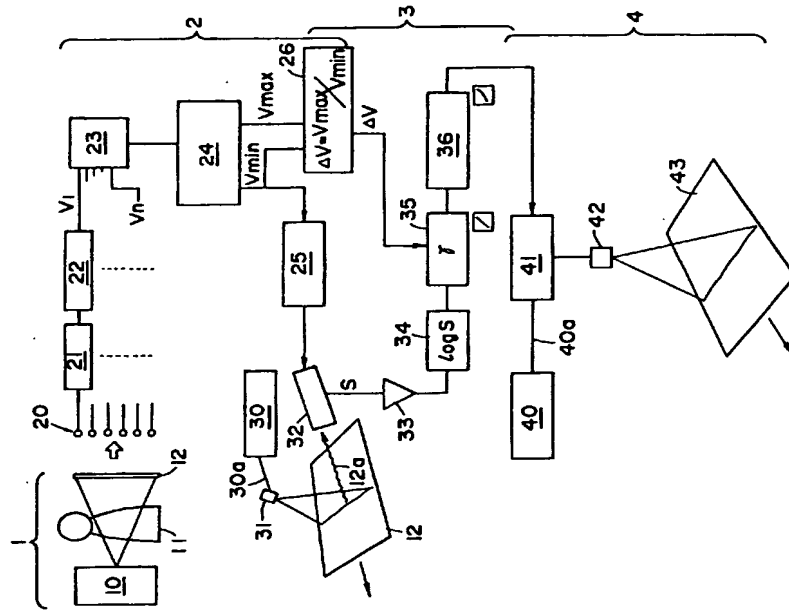
第 2 図



第 3 図



第 4 図



第 6 図

